



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 05317428 A

(43) Date of publication of application: 03.12.1993

(51) Int. Cl. A61M 16/16

(21) Application number: 04156044

(22) Date of filing: 22.05.1992

(71) Applicant: OOTSUKA MASAHIDE
TOUKIBOU:KK

(72) Inventor: OOTSUKA MASAHIDE

(54) HEATING/HUMIDIFYING APPARATUS WITH
DEW FORMATION SENSOR

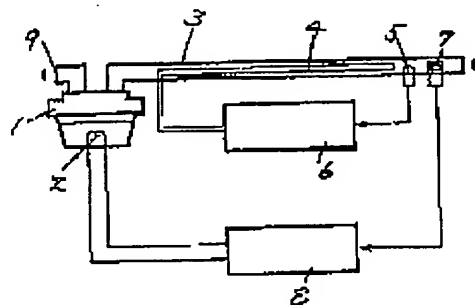
(57) Abstract:

PURPOSE: To obtain a heating/humidifying apparatus which has a humidifying performance by no means affected by ventilation mode, for example, steady flow or adjusting respiration, variations in the flow rate of a sucked gas, an ambient environmental temperature and the like by using a dew formation sensor for the control of moisture to enhance stability of the moisture supplied.

CONSTITUTION: A water tank module 1 for heating or humidifying is provided with a main heater to generate steam and the steam thus generated is made to be free to supply to a patient through a sucking zigzag pipe 3. A hose heater 4 comprising a linear heating body is inserted and mounted into the sucking zigzag pipe 3 to prevent possible dew formation by preserv-

ing heat of a gas sucked in the sucking zigzag pipe 3 constantly. The temperature of the gas sucked is measured with a thermistor 5 set at about the mouth of the patient. Output of the hose heater 4 is made free to adjust through a hose heater controller 6 and the humidity of the gas sucked is measured with a dew formation sensor 7. Output of the main heater 2 is made free to adjust through a main heater controller 8.

COPYRIGHT: (C)1993,JPO&Japio



BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-317428

(43) 公開日 平成5年(1993)12月3日

(51) Int.Cl.⁵

A 6 1 M 16/16

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 7831-4C

Z 7831-4C

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願平4-156044

(22) 出願日 平成4年(1992)5月22日

(71) 出願人 592129372

大塚 将秀

神奈川県横浜市神奈川区大口通122番地

(71) 出願人 592129383

株式会社東機質

東京都港区東麻布2丁目3番4号

(72) 発明者 大塚 将秀

神奈川県横浜市神奈川区大口通122番地

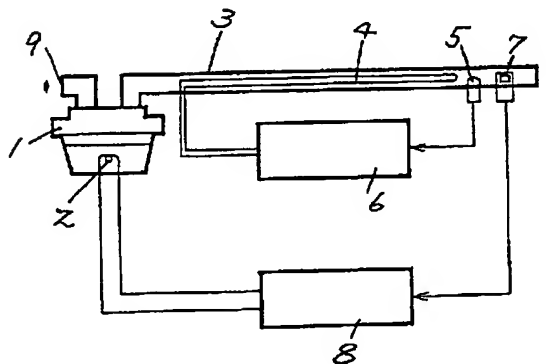
(74) 代理人 弁理士 佐藤 孝雄

(54) 【発明の名称】 結露センサー付加温加湿器

(57) 【要約】 (修正有)

【目的】 湿度のコントロールに結露センサーを用いることによって供給湿度の安定性を高め、定常流や調節呼吸といった換気モード、吸入ガス流量の多寡、周囲環境温度などの影響されない加湿性能の加温加湿器を得ること。

【構成】 加温加湿する水槽モジュール1に、水蒸気を発生させるメインヒーター2を設け、発生した水蒸気を吸気蛇管3を通して患者に供給自在とし、吸気蛇管3内に、線状の発熱体からなるホースヒーター4を挿入して設け、吸気蛇管3内の吸入ガスを一定に保温して結露発生を防止し、患者口元に設けたサーミスター5で吸入ガス温度を測定し、ホースヒーター制御器6を介してホースヒーター4の出力を調整自在とし結露センサー7で吸入ガス湿度を測定し、メインヒーター制御器8を介してメインヒーター2の出力を調整自在とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 人工呼吸器等から供給される吸入ガスを導入して、加温加湿する水槽モジュール(1)に、水槽内の水を加熱して水蒸気を発生させるメインヒーター(2)を設け、前記水槽モジュール(1)内で発生した水蒸気を吸気蛇管(3)を通して患者に供給自在とし、前記水槽モジュール(1)に連設する吸気蛇管(3)内に、線状の発熱体からなるホースヒーター(4)を挿入して設け、このホースヒーター(4)で前記吸気蛇管(3)内の吸入ガスを一定に保温して、吸入ガスの温度低下及び結露発生を防止し、前記吸気蛇管(3)の患者口元に設けたサーミスター(5)で吸入ガス温度を測定し、ホースヒーター制御器(6)を介してホースヒーター(4)の出力を調整自在とし、前記吸気蛇管(3)の患者口元に設けた結露センサー(7)で吸入ガス温度を測定し、メインヒーター制御器(8)を介してメインヒーター(2)の出力を調整自在としたことを特徴とする結露センサー付加温加湿器。

【請求項2】 結露センサー(7)が相対湿度90～95%以上の高い湿度で急激に抵抗値が変化し、高湿度領域での感度の高い電子素子からなることを特徴とする請求項1記載の結露センサー付加温加湿器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は人工呼吸器をはじめ、間欠的陽圧呼吸器、麻酔器、酸素療法用流量計など、すべての加湿を必要とする医療用器具に組み込むことのできる結露センサー付加温加湿器に関する。

【0002】

【従来の技術】 人工呼吸器等から供給される吸入ガスは、乾燥した室温のガスで、そのまま患者に吸入させると気管支や肺胞の傷害をおこす。そこで、通常は加湿加湿器を用いて乾燥した低温のガスが供給されるのを防いでいる。

【0003】 先ず図12に示すものはホースヒーターを内蔵せず、加湿のコントロールを積極的に行っていない加湿加湿器であるが、水槽AがヒーターBによって加湿されている。ヒーターBはバイメタル式サーモスタットなどによって温度コントロールされている。サーモスタットは、温度調節つまみCで調節できるようになっており、水温を変えることができる。湿度のコントロールは特に行っていない。この加湿加湿器は人工呼吸器等のそばに置かれ、患者までは1.5～2m程の吸気蛇管Dによって接続されている。通常、室温は吸入ガス温度よりも低いので、吸気蛇管内の吸入ガスは外気によって冷却される。飽和水蒸気量は温度が低くなるほど低下する。そのため、水蒸気で飽和して加湿器をでた高温の吸入ガスは、冷却されるとそれまで含むことのできた水蒸気を含むことができなくなる。加湿器出口温度での飽和水蒸気量と冷却後の温度での飽和水蒸気量の差に相当する水

蒸気は液体となり、吸気蛇管内に結露する。患者の口元に達する時には、吸入ガスの温度は低下し、絶対湿度も結露として失った分だけ低下する。図12では、50℃で82.7mg/Lの水蒸気を含んで飽和している吸入ガスが、吸気蛇管Dで32℃まで冷却されると、その飽和水蒸気量は33.4mg/Lとなり、この飽和水蒸気量の差に相当する49.3mgの水(吸入ガス1L当り)が回路に結露する様子が示されている。患者に使用する際には、温度低下、凝結水として失う水蒸気量を見込み、患者口元に達する時に十分な加湿ができるよう水槽のサーモスタット温度を高く設定する。そして加湿の調節は、患者のそばに設けた吸気温度計を見ながらサーモスタット温度の調整を医師が適宜行う。この加湿加湿器の長所は、吸入ガスが過飽和の状態から結露していくので、相対湿度は常に100%である点である。したがって、患者に達したときの吸入ガス温度がわかれば絶対湿度も計算でき、温度を監視することで絶対湿度も保証できることになる。一方欠点は、吸気蛇管の冷却は受動的に行われる現象であるため、周囲の環境温度や吸入ガスの流量などに影響される点である。また、吸入ガス温度をモニターしているといっても、連続的なフィードバックコントロールではなく人手で行うオフラインコントロールなので、吸入気温度の管理にむらが生じ吸気温度上昇による過剰加湿や温度低下による加湿不足の危険が常に存在する。場合によっては高温の吸入ガスを長時間吸うことで、体温上昇や気道熱傷を生じることもある。大量に結露を生じる構造なので、凝結水の貯留による不都合を多く生じる。

【0004】 次に図13に示すものはホースヒーターを内蔵しないが、患者口元での吸入ガス温度をサーミスターFで測定し、コントローラーEを介してフィードバックしてメインヒーターBの温度調節を行う加湿加湿器であるが、この加湿器の基本的な加湿の原理は前記図12のものと同様であるが、前記加湿器の問題点の一つであった患者口元での吸入ガス温度の制御をネガティブフィードバックを用いて自動化することで、加湿の不確実さが解消されている。この加湿器では、確かに患者に供給される吸入ガスの温度・湿度は安定したが、大量の凝結水が生じることには変わりがない。

【0005】 更に図14に示すものはホースヒーターを内蔵した加湿加湿器であるが、水槽モジュールAとメインヒーターBで水蒸気を発生することは前記2例の加湿器と変わらない。図12の加湿加湿器では、吸気蛇管内で吸入ガスが冷却され、患者に達するときには温度・湿度が保証されない欠点があり、それを改善するために図13の加湿加湿器が開発された。しかし、大量の凝結水が生じる欠点は残っていた。その凝結水を減少させることを主目的として開発されたのがこの図14のものである。動作原理は、ホースヒーターGとよばれる線状の発熱体を吸気蛇管内に挿入して吸入ガスを保温すること

3

で、吸入ガスの温度低下を防ぎ結露を防止するというものである。図14では、加湿器出口で32℃で飽和した吸入ガスが、ホースヒーターで保温されるためにそのままの温度・湿度を維持して患者まで達する様子が示されている。湿度コントロールの原理は、図14のように加湿器出口と患者口元の2カ所にサーミスターF、Hをそれぞれ置き、サーミスターFの温度が希望温度となるようにメインヒーターBの出力が調節され、サーミスターHの温度がサーミスターFの温度と等しくなるようにホースヒーターGの出力が調節されるようになっている。

【0006】以上が、従来の加温加湿器を加温コントロールの観点から分類したものである。それぞれの長所短所をまとめると、次のようになる。

(1) 図12のホースヒーターを内蔵せず加湿のコントロールは積極的に行っていない加湿器においては、相対湿度は必ず100%になるが、多量の凝結水を回路内に生じる。また、相対湿度は100%であっても、患者口元の温度を絶えず監視していないと温度低下のための絶対湿度低下、温度上昇のための過剰加湿、体温上昇、気道熱傷の恐れがある。

(2) 図13のホースヒーターを内蔵しないが、患者口元での吸入ガス温度をフィードバックしてメインヒーターの温度調節を行う加湿器においては、相対湿度は100%になり、患者口元の温度も一定に保たれているため、供給絶対湿度も一定になる。加湿の過不足、体温の異常上昇、気道熱傷の危険もない。しかし、多量の凝結水を回路内にやはり生じる。

(3) 図14のホースヒーターを内蔵した加湿器においては、回路内の凝結水が生じずかつ湿度も保たれることが多いが、大流量の吸入ガスに対する水槽本体の加湿能力不足や、吸気蛇管の一部だけが空調のために冷却されて水蒸気が凝結するなどの突発的な要因の為に、加湿不足となることが多い。

いずれも一長一短であり、過剰でも良いから十分な加湿が必要なときにはホースヒーターのない図12、図13に示すもの、多少加湿不足でも良いから吸気回路内の凝結水を減らしたいときには、ホースヒーター付きの図14に示すものと使い分けているのが現状である。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 先ず、図12に示すホースヒーターを内蔵せず、加湿のコントロールは積極的に行っていない加湿器は、吸入ガスが吸気蛇管中で外気によって冷却されることを前提としている。したがって、周囲の温度が低下すれば冷却がより強く行われ、最終的に患者口元に達するときの温度は低下し、絶対湿度が低下する。また、換気量が減少すれば、吸入ガスが吸気蛇管内をゆっくり流れることになり、冷却される時間が長くなる。この場合も患者に供給される吸入ガスの温度は低下し、絶対湿度も低下する。吸入ガス温度が低下すると、飽和水蒸気量も減少する。そのため、過剰とな

4

った水蒸気は液体になり、吸気蛇管内に凝結する。加湿器本体と患者とが離れているために起こることだが、加湿器のような大きなものを患者のすぐそばに置くことは現実的に不可能である。この加湿器の場合、患者口元に32℃100%水蒸気飽和の吸入ガスを送ろうとすると加湿器出口では50℃程度のガス温度を必要とする。ガス温度50℃相対湿度100%の吸入ガス中には82.7mg/Lの水蒸気が含まれているが、患者に達するときには32℃まで冷却されると、32℃の飽和水蒸気量は33.4mg/Lなのでその差に相当する49.3mgが吸入ガス1L当たり回路内に凝結することになる。分時換気量5L/分の人工呼吸では1分当たり247mg、1時間当たり14.8gの凝結水が貯留することになる。毎分30Lの定常流を用いて持続的気道内陽圧法（人工呼吸器を用いた呼吸管理の1方法）を行った場合には、毎分1.48g、毎時88.7gの凝結水を生じることになる。回路内に凝結水が貯ると、吸気回路の内腔が狭まり、回路抵抗が増す。これは、自発呼吸時に吸気抵抗となって呼吸仕事量を増やし、患者の負担を増すことになる。貯留した水と加温された適度な温度は細菌繁殖に好適な培地となる。患者の体位交換や吸気蛇管を動かした際に、貯留した水が吸入ガスの流れに乗って患者の気管内に注入されることがあり、患者の呼吸・ガス交換に支障を与える。このとき、貯留した水が細菌で汚染されていれば、肺炎の原因となる。加温用蒸留水の消費も多くなって不経済であり、蒸留水の補充や蛇管内に貯留した水を捨てる作業に必要な労力も多くなる。回路内の水を捨てるときには回路をいったん外すこともあり、この間患者は呼吸ができなくなる。また、回路を外すことは周囲からの細菌混入の機会を増やすことになる。

【0008】次に図13のホースヒーターを内蔵しないが、患者口元での吸入ガス温度をフィードバックしてメインヒーターの温度調節を行う加湿器は、相対湿度は100%になり、患者口元の温度が一定に保たれているため、供給絶対湿度も一定になる。加湿の過不足、体温の異常上昇、気道熱傷の危険もない。しかし、吸入ガスが吸気蛇管内で外部より冷却される構造は図12のものと変わりがなく、多量の凝結水を回路内に生じる。凝結水が貯留することの問題点は図12のものと同様で、細菌による回路汚染、肺炎の惹起、回路抵抗増大による呼吸仕事量の増大、滅菌蒸留水の多量使用による不経済性、蒸留水補充や回路内凝結水を捨てるための看護業務の増加、回路を一時外すことによる患者の呼吸の妨げなどの危険がある。

【0009】更に図14に示すホースヒーターを内蔵した加湿器は、目的とする温度で100%に飽和した吸入ガスをメインヒーターでつくり、それをホースヒーターで温度が低下しないように保温しながら患者まで導くのであるから、理論的には凝結もなく絶対湿度が低下しな

5

いはずである。しかし、これが実現するためにはいくつかの条件がそろった環境でないとならない。

先ず(1)メインヒーターと水槽の加湿能力が十分にあり、水槽の出口では100%に飽和していなければならない。図15のように、水槽の出口の相対湿度が80%であるとしたら、そのままの温度が維持された患者口元でも80%となってしまう。

次に(2)メインヒーターの加湿能力が十分にあり、水槽の出口ですでに目的とする温度に吸入ガスが加湿されていなくてはならない。図16のように、相対湿度が100%であっても、ガス温度が28℃であったならば絶対湿度は27.2mg/Lとなり、ホースヒーターで加熱されて32℃になったならば飽和水蒸気量が33.4mg/Lなので相対湿度は81%に低下してしまう。

第3に(3)吸気蛇管の周囲の環境温度は均一であり、途中で局所的に冷却されたり加熱されることがあってはならない。図17のように水槽出口で32℃100%に加湿加湿されていても、途中で局所的に28℃に冷却されたなら、その部分で飽和水蒸気量の差に相当する6.2mgの結露を吸入ガス1L当たり生じ、絶対湿度は27.2mg/Lに低下してしまう。これが、ホースヒーターで32℃に再加熱されて患者に達すると、相対湿度は81%になってしまう。

第4に(4)吸入ガス温度を測定するサーミスター部分も周囲と同じ温度環境になくなくてはならない。図18のように患者口元の吸入ガス温度を測定するサーミスターの部分局所的に加熱されていると、あたかもホースヒーターの出力が十分であるかのように制御装置は判断し、ホースヒーターの出力を落とす。すると、手前の吸気蛇管内の温度が低下する。もし28℃に低下したとすると、その部分で飽和水蒸気量の差に相当する6.2mgの結露を吸入ガス1L当たり生じて絶対湿度は27.2mg/Lとなってしまう。これが、患者に達するときに32℃まで加熱されれば相対湿度は81%となってしまう。

これらのことは、現実起きている。従来の加湿器では、20L/分以上の吸入ガスの加湿加湿は十分できないため、(1)、(2)の状況が起こる。又空調の気流によって一部が冷却されるため、(3)の状況が起こる。更に未熟児や新生児、低体温の患者などでは体温保持のために赤外線をあてて体を加湿することがよくあるが、この場合には患者のすぐそばにあるサーミスターも加熱されて(4)の状況が起こる。以上のように、ホースヒーターを組み込むことは結露を防止・減少させるために必要で有効な手段であるが、加湿の確実性が低下し、周囲の環境温度や吸入ガス流量の多寡によって加湿不足を起こす可能性が高い問題点が存した。

【0010】ところで、加湿加湿器に要求される性能は、30リットル/分程度までの流量の室温の乾燥ガスを、加湿加湿して水蒸気で飽和させた34℃程度のガス

6

にすることである。一方、過剰に加湿すると回路に結露が生じ、細菌繁殖の原因となったり気道内に結露水を誤注入してしまうことがある。そのため、加湿加湿器における加湿は過剰でも不適當で、相対湿度95~100%程度の適度な加湿が要求される。ところが、従来は、加湿を確実にしようとしてホースヒーターを使用しなければ多量の回路内凝結水が生じ、凝結水を減らそうとしてホースヒーターを使用すれば加湿が不確実になるという二つの相反する問題を抱えていた。本発明は、この相反する二つの問題点を同時に解決するためになされたものである。

【0011】本発明は、加湿加湿器にとって最も大切な湿度のコントロールに結露センサーを用いることによって供給湿度の安定性を高め、定常流や調節呼吸といった換気モード、吸入ガス流量の多寡、周囲環境温度の変化によって影響されない加湿性能を持った加湿加湿器を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は上記問題点を解決するためになされたものであり、以下に述べる手段を採用する。本発明は、人工呼吸器等から供給される吸入ガスを導入して、加湿加湿する水槽モジュール1に、水槽内の水を加熱して水蒸気を発生させるメインヒーター2を設け、前記水槽モジュール1内で発生した水蒸気を吸気蛇管3を通して患者に供給自在とし、前記水槽モジュール1に連設する吸気蛇管3内に、線状の発熱体からなるホースヒーター4を挿入して設け、このホースヒーター4で前記吸気蛇管3内の吸入ガスを一定に保温して、吸入ガスの温度低下及び結露発生を防止し、前記吸気蛇管3の患者口元に設けたサーミスター5で吸入ガス温度を測定し、ホースヒーター制御器6を介してホースヒーター4の出力を調整自在とし、前記吸気蛇管3の患者口元に設けた結露センサー7で吸入ガス湿度を測定し、メインヒーター制御器8を介してメインヒーター2の出力を調整自在としたことを特徴とする。

【0013】

【作用】加湿加湿器を使用する際に大切なことは、患者が吸入する吸入ガスの温度と湿度である。本発明ではサーミスターのほかに、結露センサーを患者の直前に組み込むことで吸入ガスの温度と湿度を直接的にフィードバックコントロールすることができ、患者が吸入するガスの湿度、温度が常に一定に保たれることになる。前記従来技術の問題点で述べた状況、すなわち、図15、図16、図17及び図18で説明した状況が生じたときに、本発明の加湿加湿器がどのように反応して安定した加湿が行えるかを以下に示す(いずれも、吸気温度を32℃に設定した場合を例として示す)。

【0014】(1)水槽1とメインヒーター2の能力不足で、水槽1の出口の吸入ガスの温度は32℃であるのに相対湿度が80%しかない場合を図4、図5に示す。

このとき、患者口元の吸入ガスの温度は32℃になるようにセットされているため、水槽1を出た吸入ガスはそのままの温度・湿度を保ち、患者口元ではやはり32℃80%となっている。すると、結露センサー7は湿度の低下を感知し、制御器8はメインヒーター2の出力を上げるように作用する。メインヒーター2の出力が増大すれば、水槽1から発生する水蒸気の温度・湿度は上昇する。このとき、水槽1の出口の吸入ガスの温度が36℃、絶対湿度33.4mg/L、相対湿度80%になったとする。これは前よりも吸入ガスの温度が高いため、いままでのホースヒーター4の出力では患者に達する吸入ガス温度は32℃よりも高くなってしまふ。すると、サーミスター5が高温を検知してホースヒーター4の出力を落とし、吸入ガス温度は再び32℃に戻る。しかし、今度は、この吸入ガスには33.4mg/Lの水蒸気が含まれているため、相対湿度は100%を維持できることになる。

【0015】(2) 水槽1出口の吸入ガスの相対湿度は100%でも温度が28℃までしか上がっていない場合を図6、図7に示す。このままではサーミスター5が検知する吸入ガスの温度は32℃よりも低いため、制御器6を介してホースヒーター4の出力が増大する。そして吸入ガス温度は32℃になるが、その中には27.2mg/Lの水蒸気しか含まれていないため、相対湿度は81%に低下する。それを結露センサー7が感知して制御器8を介してメインヒーター2の出力を増大させる。メインヒーター2の温度が上昇して、33.4mg/Lの絶対湿度を供給できるようになって平衡に達する。したがって、この場合も温度32℃、相対湿度100%の吸入ガスを維持できる。

【0016】(3) 吸気蛇管3の途中が冷却されて、28℃まで温度が低下した場合を図8、図9に示す。水槽出口で温度32℃相対湿度100%であった吸入ガスが途中で28℃に冷却されると、飽和水蒸気量は27.2mg/Lに減少するため、その差に相当する6.2mg/Lが結露する。この吸入ガスはホースヒーター4で再度加熱され、32℃になるが、絶対湿度は27.2mg/Lしかないため、相対湿度は81%に低下してしまう。これを結露センサー7が感知して制御装置8を介してメインヒーター2の出力を上げる。これは、吸気蛇管3の途中の冷却部の温度が32℃まで上昇して絶対湿度が33.4mg/Lに回復した時点で平衡に達する。この時、水槽出口の温度は上昇して、例えば温度36℃相対湿度100%になったとすると絶対湿度は41.5mg/Lであり、温度32℃の飽和水蒸気量の33.4mg/Lとの差に相当する8.1mg/Lは吸気蛇管3の冷却部で結露してしまうことになる。しかし、それでもホースヒーター4のない加湿器に比べれば結露は軽度である。そして、一部の吸気蛇管3の突発的な冷却という事態が改善すれば、ホースヒーター4の加温によって凝

結水を再蒸発させることができ、蛇管3内に多量の凝結水が貯留するという事態は避けられる。

【0017】(4) 患者口元にあるサーミスター5が外部から加熱された場合を図10、図11に示す。この場合には、サーミスター5が外部から温められてしまうため、実際の吸入ガス温度よりも高く感知してしまう。するとホースヒーター4の出力は低下し、水槽出口では温度32℃相対湿度100%であった吸入ガスがその温度を維持できず、次第に温度が低下する。仮に28℃まで低下したとすると、その飽和水蒸気量は27.2mg/Lなので、その差に相当する6.2mg/Lは回路中に結露し、絶対湿度は27.2mg/Lとなる。このガスが32℃まで加熱されると相対湿度81%まで低下する。温度低下は結露センサー7によって検知され、メインヒーター2の出力は増加する。これは、患者口元での相対湿度が100%になる点、すなわち絶対湿度が33.4mg/Lになる点に平衡に達する。このとき、加湿器の出口温度が36℃であったとすればそのなかには41.5mg/Lの水蒸気が含まれる。患者口元で32℃まで温度が低下すると、飽和水蒸気量の差に相当する8.1mg/Lは吸気蛇管3内で結露する。しかし、それでもホースヒーターのない加湿器に比べれば結露は軽度である。そして、サーミスター5の加熱という事態が改善すれば、ホースヒーターの加温によって凝結水を再蒸発させることができ、蛇管3内に多量の凝結水が貯留するという事態は避けられる。

【0018】

【実施例】次に、本発明について図面を参照して説明する。図1は本発明の実施の1例を示す説明図であり、人工呼吸器等(図示せず)から供給される吸入ガスを導入して、加温加湿する水槽モジュール1には、水槽内の水を加熱して水蒸気を発生させるメインヒーター2が設けられており、水槽モジュール1内で発生した水蒸気は、吸気蛇管3を通して患者に供給される。前記水槽モジュール1に連設された吸気蛇管3内には、線状の発熱体からなるホースヒーター4が挿入して設けられている。このホースヒーター4は吸気蛇管3内の吸入ガスを一定に保温することで、吸入ガスの温度低下を防ぎ、結露の発生を防止する。9は吸入ガス導入口である。

【0019】前記吸気蛇管3の患者口元に設けたサーミスター5で吸入ガス温度を測定し、ホースヒーター制御器6を介してホースヒーター4の出力が調整される。前記吸気蛇管3の患者口元に設けた結露センサー7で吸入ガス湿度を測定し、メインヒーター制御器8を介してメインヒーター2の出力が調整される。前記結露センサー7は、湿度に応じて抵抗値が変化する温度センサーの一種であり、特に相対湿度90~95%以上の高い湿度で急激に抵抗値が変化し、高湿度領域での感度が高いものが望ましい。前記結露センサー7は吸気蛇管3内が水蒸気で飽和して結露が生じているかどうかを鋭敏に検出す

るものであり、通常の吸気蛇管内は軽度結露していることが多く、センサー7に結露が生じて寿命には影響なく、機械的強度が強く、交流電源を必要とせず回路が簡単で小型であることが望ましい。

【0020】メインヒーター制御器8の動作原理を図2に示す。メインヒーター2は水を加熱して蒸発させる部分である。したがって、メインヒーター2の出力を吸入ガス中の湿度によって制御することで、安定した加湿能力を得ることができる。具体的には、患者口元の結露センサー7の信号を入力し、湿度が低いようならばメインヒーター2の出力を増加し、湿度が高すぎて多量の結露を生じているならばメインヒーター2の出力を低下させるようなネガティブフィードバックループになっている。患者に供給される吸入ガスの湿度は最も厳密に管理されなければならないが、それを直接測定して加湿量に反映させるのが本発明の最も重要なポイントである。従来は、湿度のコントロールを湿度の間接的な指標である温度の測定で代用してきたために、吸入ガス流量や外界の環境温度などに影響される問題点があった。しかし、本発明では湿度の直接測定によるネガティブフィードバックコントロールを行ってその問題点が解決されている。

【0021】ホースヒーター制御器6の動作原理を図3に示す。ホースヒーター4は、加湿器の水槽1で加湿加湿した吸入ガスの温度が低下しないようにするものである。したがって、ホースヒーター4の出力は吸入ガスの温度によって制御することで、吸入ガス温度を安定に保つことができる。具体的には、患者口元のサーミスター5の信号を入力し、温度が低いようならばホースヒーター4の出力を増加させ、温度が高いようならば出力を減少させる。これによって患者に供給される吸入ガスの温度は一定に保たれる。

【0022】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の加湿加湿器は、加湿加湿器にとって最も大切である湿度のコントロールに結露センサーを用いることによって供給湿度の安定性を高め、定常流や調節呼吸といった換気モード、吸入ガス流量の多寡、周囲環境温度の変化によって影響されない加湿性能を持った加湿加湿器を得ることができる効果がある。

【0023】すなわち、本発明はどんな状況でも、水蒸気で確実に飽和させることができ、周囲の環境温度や空調の温風・冷風に性能が影響されず、新生児用保育器や赤外線体温保持装置などを使用した患者に用いても、確実な加湿ができ、加湿器本体の能力の限界近くでの使用でも、従来の加湿器に比べて不十分加湿の危険を減らすことができ、人工呼吸器をはじめ、間欠的陽圧呼吸器、麻酔器、酸素療法用流量計など、すべての加湿を必要とする医療用器具に組み込むことができ、高い加湿性能を発揮できる。

【0024】又本発明は結露・凝結水が少ないため、貯留した凝結水に細菌が繁殖することがなく、呼吸器回路を清潔に保てるものであり、患者に気道感染・肺炎を起こさせることが少なく、貯留した水を過って気道内注入する危険性が低く、水が貯留して回路が塞がれることがないため、吸気抵抗が小さく、呼吸仕事量を増加させない。

【0025】本発明は回路にたまった水を捨てる手間がないので、看護業務を減少でき、結露して失われる水がないので、加湿用蒸留水が無駄にならず経済的であり、加湿用蒸留水の減少量が少ないので補充する頻度が減り、看護業務を減少でき、蒸留水を補充するためには回路を一時開放するが、その頻度が減るために外界からの細菌混入の確率を減少でき、回路開放時には一時的に患者は換気ができなくなるが、その頻度を減少できるものである。

【0026】更に本発明は高い湿度を維持することができ、患者の気道粘膜細胞の傷害を防止でき、痰の乾燥・固着を予防でき、痰の咯出を容易にでき、痰の咯出によって気道内が清浄化できるため、気道感染・肺炎を予防でき、痰の固着・蓄積によって気道が狭されないため、呼吸抵抗、呼吸仕事量の増大を抑えられ、また完全閉塞による窒息を防止できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による結露センサー付加湿加湿器の説明図。

【図2】本発明によるメインヒーター制御器の動作原理を示す説明図。

【図3】本発明によるホースヒーター制御器の動作原理を示す説明図。

【図4】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図5】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図6】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図7】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図8】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図9】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図10】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図11】本発明による結露センサー付加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図12】従来の加湿加湿器の説明図。

【図13】従来の加湿加湿器の説明図。

【図14】従来の加湿加湿器の説明図。

【図15】従来の加湿加湿器の作用を示す説明図。

【図16】従来の加温加湿器の作用を示す説明図。

【図17】従来の加温加湿器の作用を示す説明図。

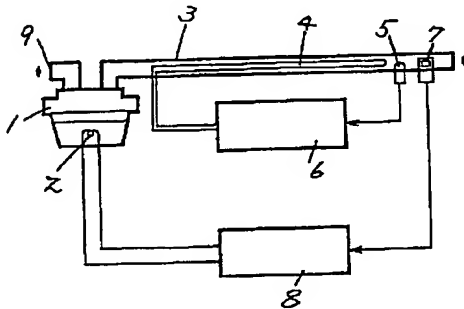
【図18】従来の加温加湿器の作用を示す説明図。

【符号の説明】

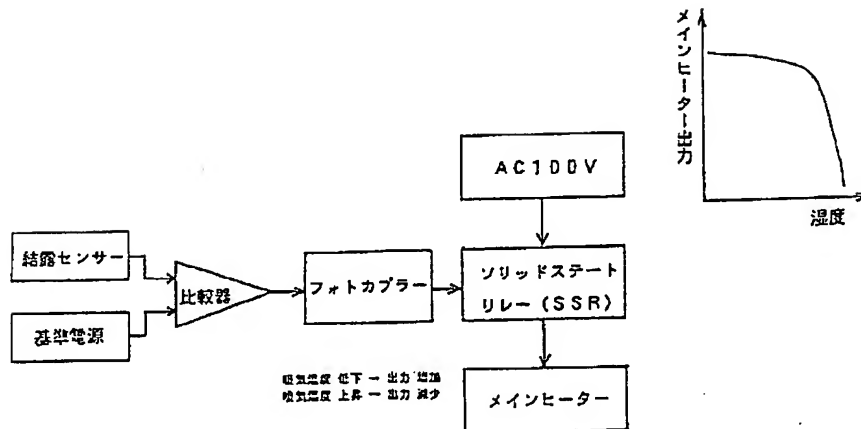
- 1 水槽モジュール
2 メインヒーター

- 3 吸気蛇管
4 ホースヒーター
5 サーミスター
6 ホースヒーター制御器
7 結露センサー
8 メインヒーター制御器

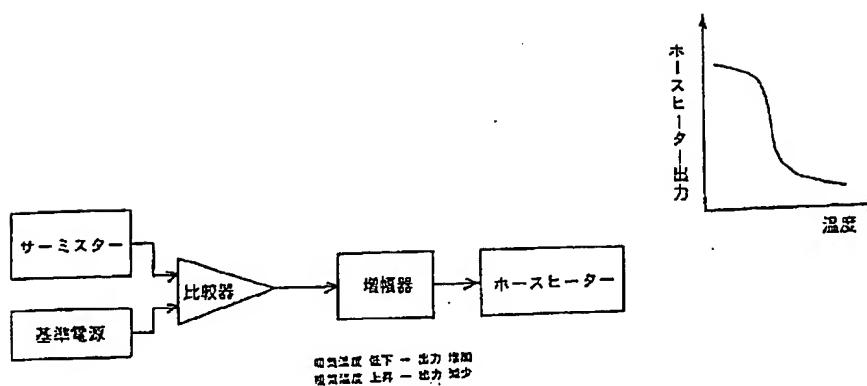
【図1】



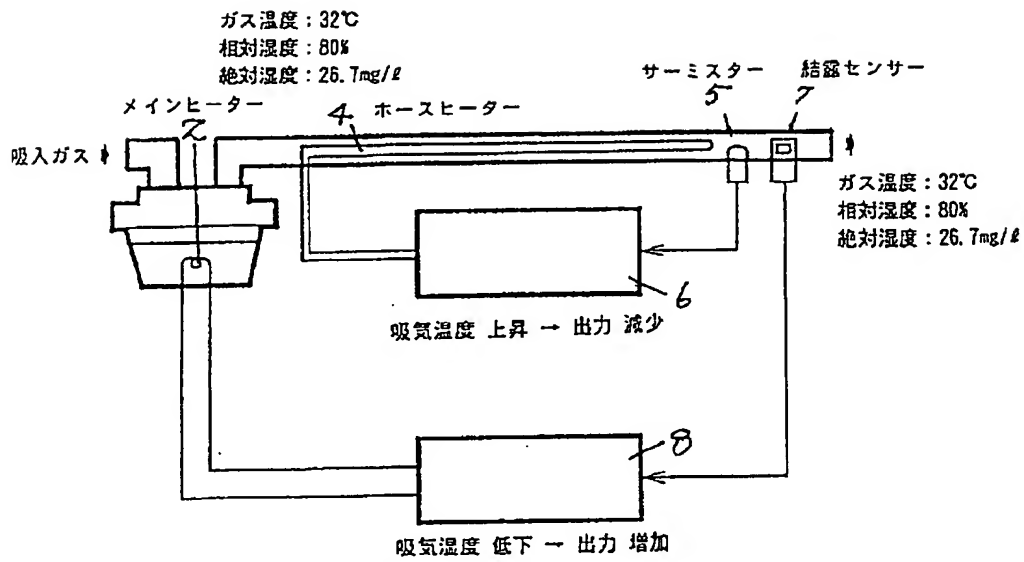
【図2】



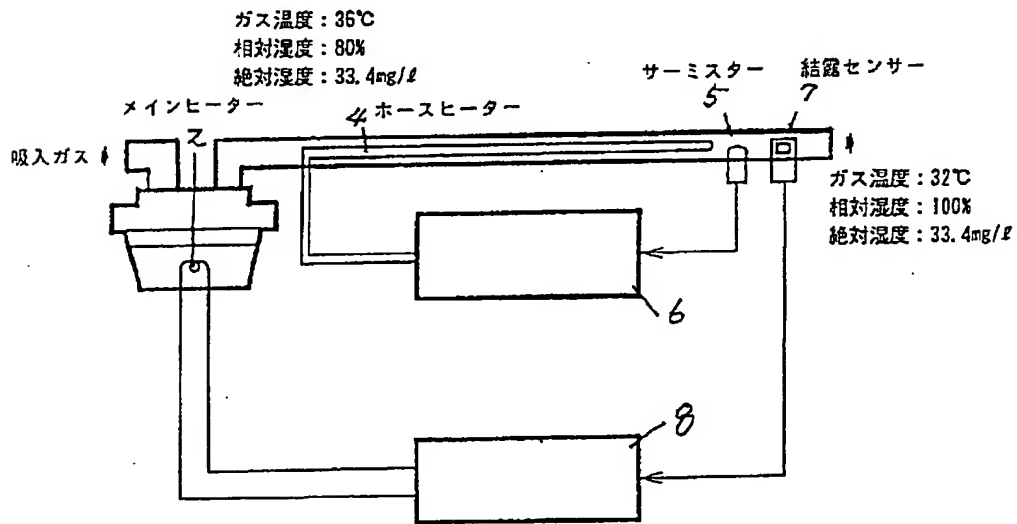
【図3】



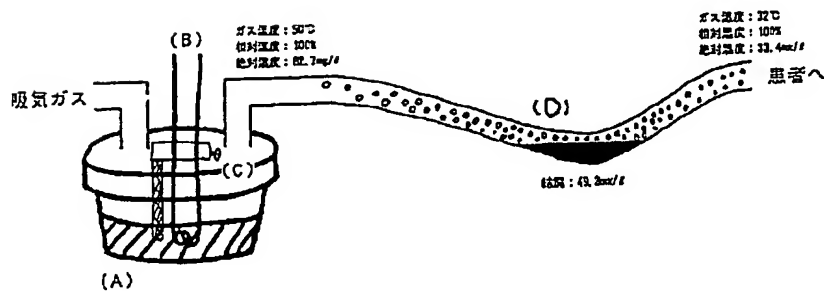
【図4】



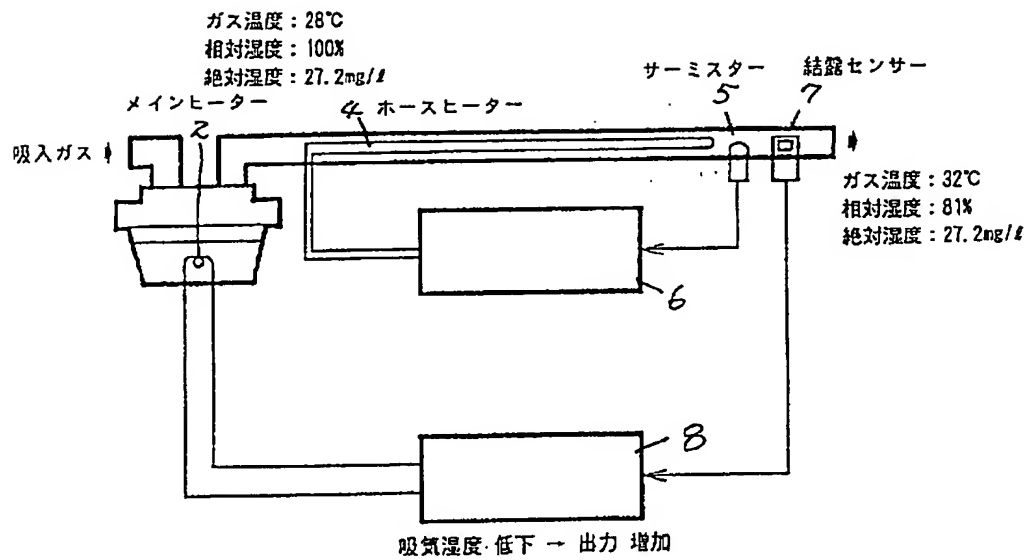
【図5】



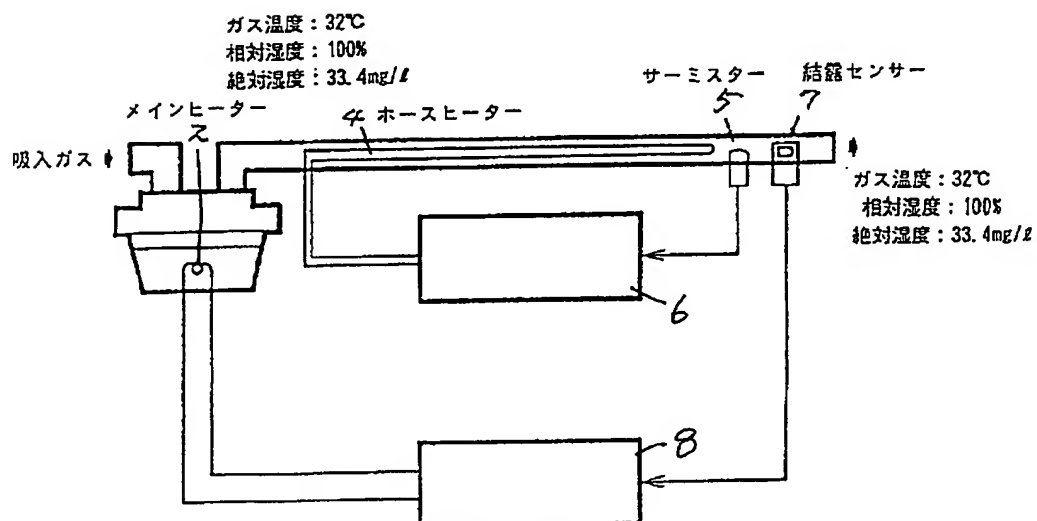
【図12】



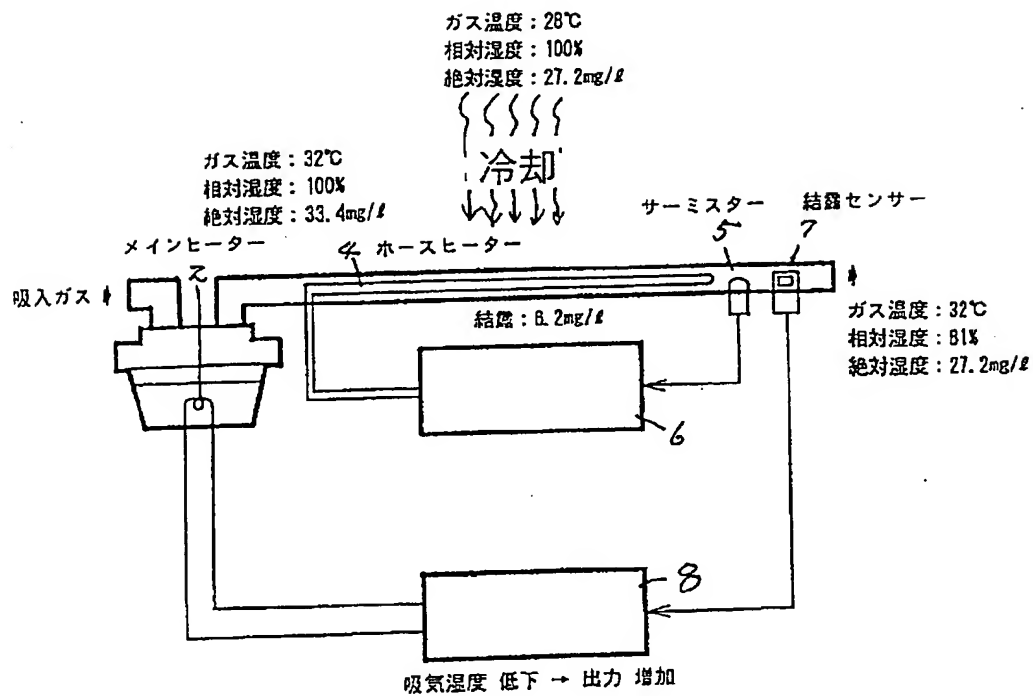
【図6】



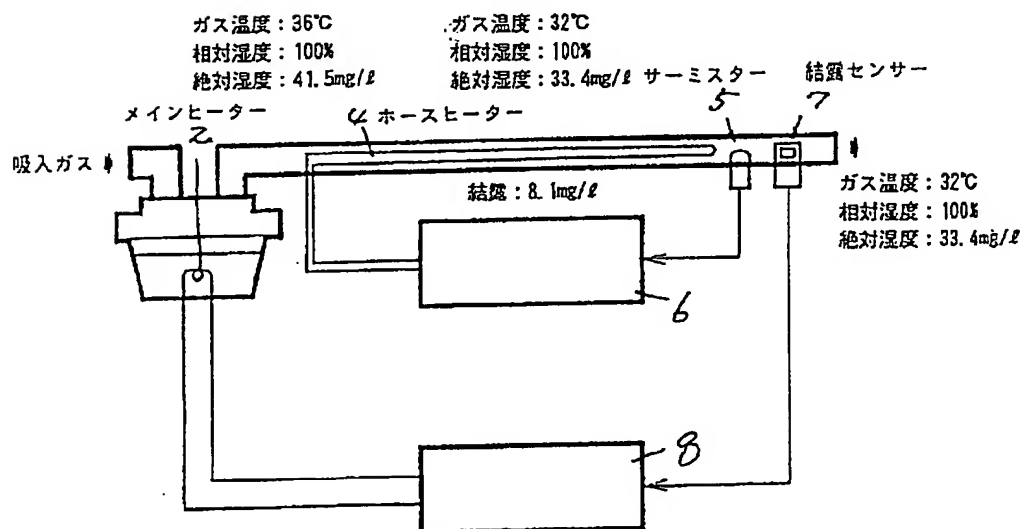
【図7】



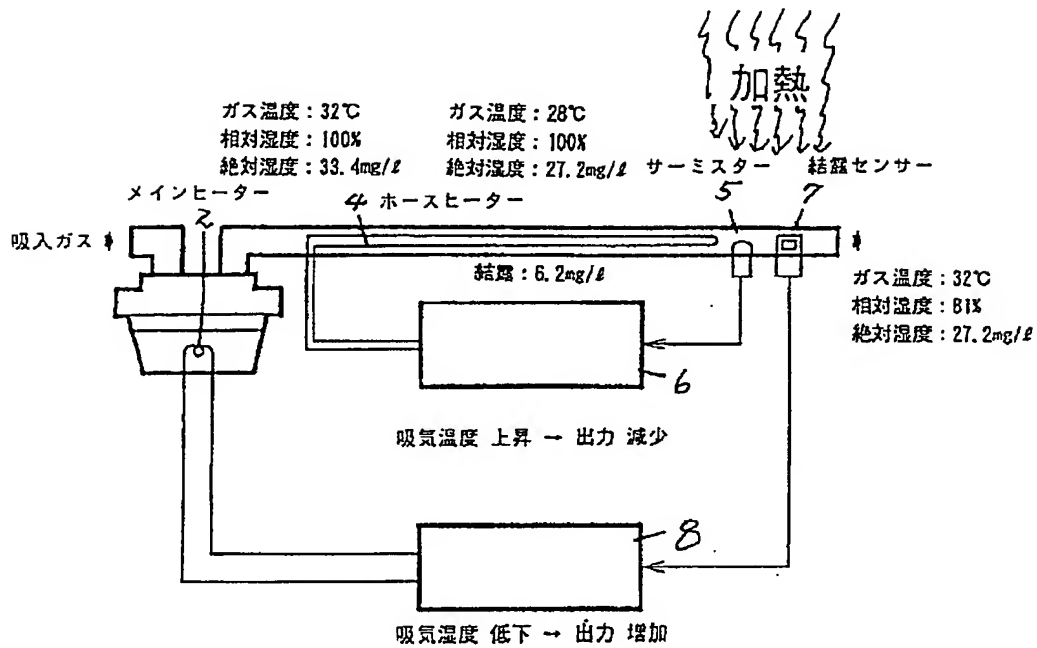
【図8】



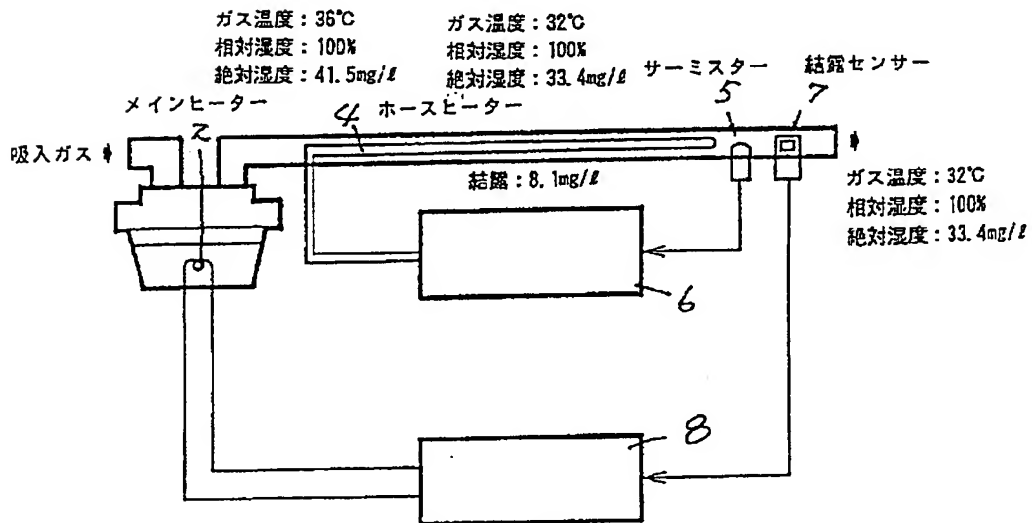
【図9】



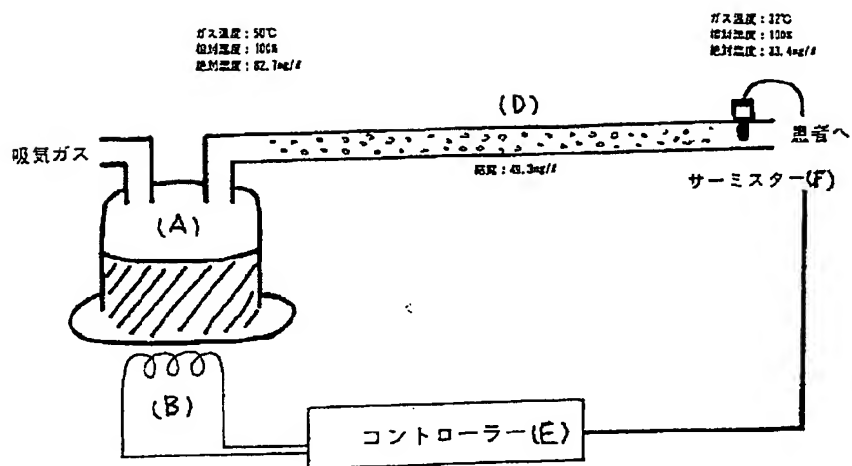
【図10】



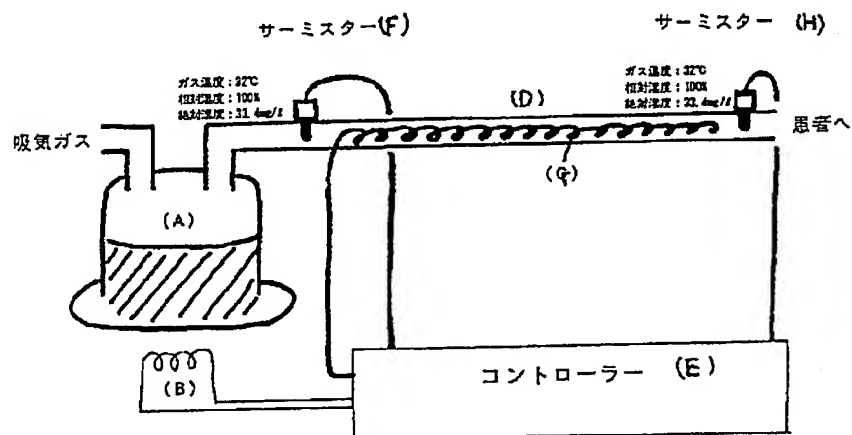
【図11】



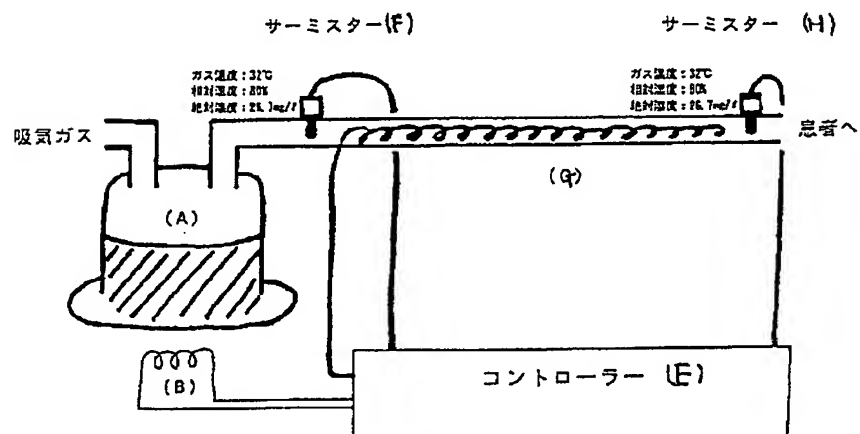
【図13】



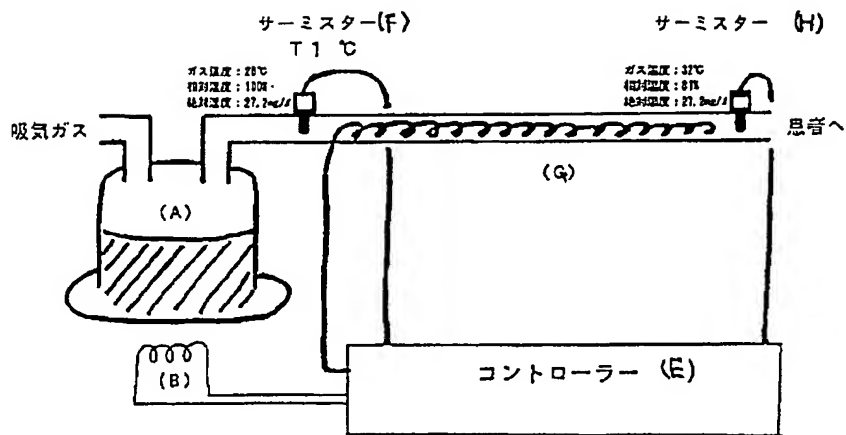
【図14】



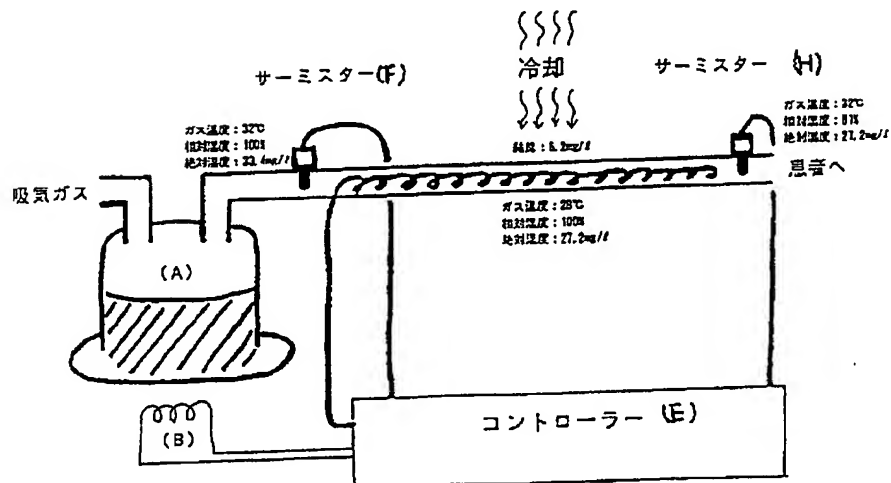
【図15】



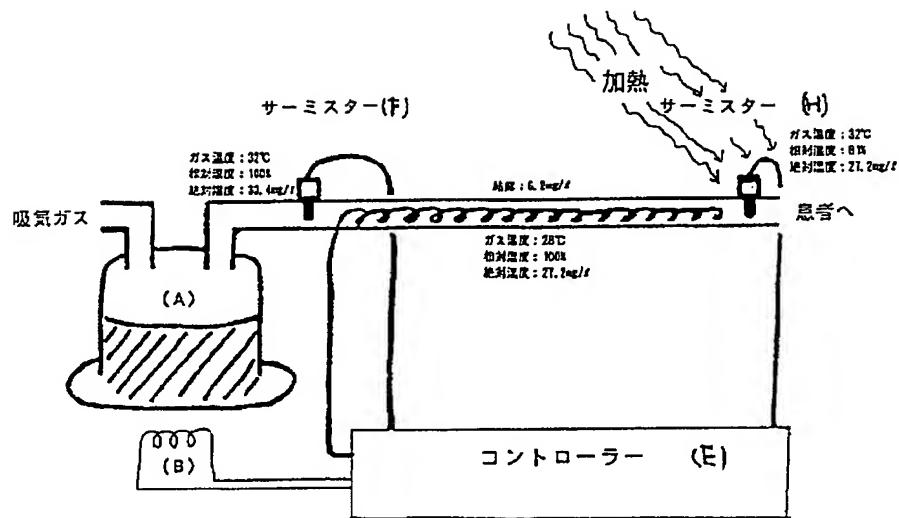
【図16】



【図17】



【図18】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.